

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-189345

(P2012-189345A)

(43) 公開日 平成24年10月4日(2012.10.4)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
G O 1 T 1/161 (2006.01) G O 1 T 1/161 B 2 G O 8 8

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2011-50934 (P2011-50934)	(71) 出願人	000005108
(22) 出願日	平成23年3月9日 (2011.3.9)		株式会社日立製作所
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
		(74) 代理人	100064414
			弁理士 磯野 道造
		(74) 代理人	100111545
			弁理士 多田 悦夫
		(72) 発明者	鈴木 敦郎
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所中央研究所内
		(72) 発明者	石津 崇章
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所中央研究所内

最終頁に続く

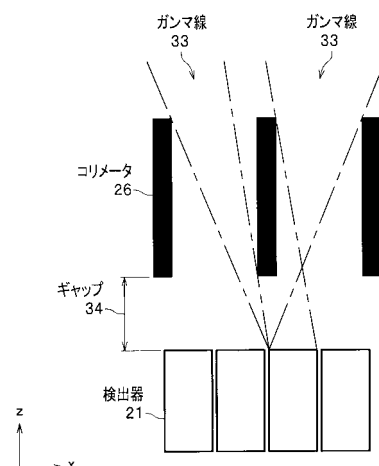
(54) 【発明の名称】 放射線撮像装置および核医学診断装置

(57) 【要約】

【課題】 S P E C T装置の空間分解能が向上する手段を提供する。

【解決手段】 ピクセル型の検出器と、当該検出器の検出信号を読み出す放射線計測回路と、放射線の入射方向を制限するパラレルホールコリメータと、前記検出器の直上に存在する前記貫通穴から入射する放射線の量である第1放射線量と、前記検出器の直上に存在する前記貫通穴の隣の貫通穴から入射する放射線の量である第2放射線量とを求める手段と、を備え、前記パラレルホールコリメータは前記検出器の放射線入射側に配置され、前記パラレルホールコリメータと前記検出器との間にギャップを有し、前記ギャップの長さは前記第2放射線量の前記第1放射線量に対する比率が所定値の範囲を満たすように前記ギャップの長さは設定され、入射側から見て前記パラレルホールコリメータの貫通穴に1個または複数個の前記検出器が配列され、前記検出器ごとに放射線の入射位置情報を得る。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ピクセル型の検出器と、
当該検出器の検出信号を読み出す放射線計測回路と、
放射線の入射方向を制限するパラレルホールコリメータと、
前記検出器の直上に存在する前記貫通穴から入射する放射線の量である第 1 放射線量と、
前記検出器の直上に存在する前記貫通穴の隣の貫通穴から入射する放射線の量である第 2 放射線量とを求める手段と、
を備え、
前記パラレルホールコリメータは前記検出器の放射線入射側に配置され、
前記パラレルホールコリメータと前記検出器との間にギャップを有し、
前記ギャップの長さは前記第 2 放射線量の前記第 1 放射線量に対する比率が所定値の範囲を満たすように設定され、
入射側から見て前記パラレルホールコリメータの貫通穴に 1 個または複数個の前記検出器が配列され、
前記検出器ごとに放射線の入射位置情報を得ることを特徴とする放射線撮像装置。

10

【請求項 2】

前記パラレルホールコリメータの貫通穴に配列された前記検出器の数が 4 個であることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

20

【請求項 3】

前記第 2 放射線量の前記第 1 放射線量に対する比率 R が $R_1 < R < R_2$ を満たし、前記コリメータのセプタ厚を s 、前記検出器のピッチを p としたときに、前記 R_1 は $R_1 = -22.044 \times S / p + 17.681\%$ で表され、前記 R_2 は $R_2 = -22.044 \times s / p + 34.681\%$ で表されことを特徴とする請求項 2 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の放射線撮像装置と、
さらに、前記検出器からの検出信号を得て点応答関数を画像再構成に組み込むことで空間分解能を補正し画像情報を生成する断層像情報作成装置と、
を備えることを特徴とする核医学診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、入射放射線分布を画像化する放射線撮像装置およびそれを用いた核医学診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

放射線計測装置を核医学分野に応用した装置として、ガンマカメラを用いた単一光子放射型コンピュータ断層撮影 (SPECT: Single photon emission computed tomography、放射線撮像装置、以下において適宜、「SPECT」と表記する) がある。SPECT は、放射性同位体を含む化合物の分布を測定し、断層面のイメージを提供するものである。これまでの SPECT 装置では、一枚の結晶からなるシンチレータ (Scintillator) と複数の光電子増倍管を組み合わせたものが主流である。これらの SPECT 装置は、放射線の位置を重心演算で求める。

40

しかしながら、この方法では、撮像された画像の分解能は 10 mm 程度が限界であり、臨床での診断能の向上のためには、より高い分解能を持つ SPECT 装置が求められている。

【0003】

近年、より高い分解能をもつものとして、ピクセル型検出器が開発されてきている。ピクセル型検出器には、シンチレータで構成されたものや、半導体で構成されたもの等がある。いずれも、小さな検出器単位、すなわちピクセル単位で位置信号を取得する。したが

50

って、検出器の固有分解能は、ピクセルサイズで決定され、空間的に離散した計測を行う。ピクセルサイズが1～2 mmのものも開発され、分解能は10 mm以下を達成し、大幅に改善されてきた。

【0004】

また、断層面の再構成方法も開発、改良され、分解能向上に大きく貢献している。これまでは、フィルタ補正逆投影法(FBP法: Filtered back-projection法)、分解能補正なしの逐次近似法(ML-EM, OS-EM等)が用いられていた。近年、分解能補正ありの逐次近似法が開発されている(例えば、非特許文献1参照)。この方法は、コリメータ(Collimator)や検出器の幾何学的形状、散乱線等の物理的要因を考慮して再構成できる。したがって、より正確な画像を提供することができる。

10

【0005】

臨床においては、高空間分解能に加え、高感度であるSPECT撮像装置が求められている。分解能や感度を決定する要因としては、放射線源との距離、コリメータの幾何形状、放射線のエネルギー、散乱、吸収等多くある。それらの要因のうち、コリメータのセプタ(Septa、隔壁)の高さと開口部のサイズが、分解能と感度の決定に大きく関与する。高分解能を得るためには、検出器に入射する放射線の飛来方向をコリメータで制限する必要がある。このためには、検出器が測定対象物を見込む視野を、コリメータによって狭めればよい。このようなコリメータとして例えば、LEHR (Low energy high resolution) コリメータが知られている。

【0006】

20

しかし、この放射線の飛来方向をコリメータで制限することによって、検出器の感度が犠牲になる。高感度を得るために、コリメータの貫通穴のサイズを大きくしなければならぬが、大きくすると分解能が悪化する。

このような貫通穴のサイズを大きくするコリメータとして、LEGP (Low energy general purpose) コリメータや、LEHS (Low energy high sensitivity) コリメータが知られている。しかしながら、このような従来機では、前記したトレードオフにより高分解能と高感度が両立しない。このため、これらを両立させる新しい技術の登場が望まれている。

【0007】

そこで、感度と分解能を両立する装置として、一つの矩形貫通穴に複数の検出器が含まれる、新しいタイプのSPECT装置が発明された。このSPECT装置では、貫通穴のサイズが同じとき、貫通穴と検出器が一对一对応である従来機よりも、高い分解能が得られることが実証されている(例えば、特許文献1、非特許文献2参照)。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】W02006FR002360W

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】Panin VY, et al, "Fully 3-D PET reconstruction with system matrix derived from point source measurements," IEEE Trans Med Imaging. 2006 Jul;25(7):907-921

40

【非特許文献2】C. Robert et al. (2008) 2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record Vol6 pp.4246-4251

【非特許文献3】S. Agostinelli, et al., "Geant4-A simulation toolkit," Nucl. Instrum. Methods A, vol. 506, pp. 250-303, 2003.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

前記したようにSPECT装置や断層面の再構成方法等が開発、改良されてきたが、臨

50

床においては、高空間分解能に加え、高感度である S P E C T 装置（放射線撮像装置）および核医学診断装置が求められている。

そのひとつの手段であるコリメータにおいては、高分解能と高感度が両立するさらなる改善が求められる。

【0011】

そこで、本発明はこのような問題点を解決するもので、その目的とするところは、S P E C T 装置の空間分解能が向上する手段を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記の課題を解決して、本発明を以下のように構成した。

すなわち、本発明の放射線撮像装置は、ピクセル型の検出器と、当該検出器の検出信号を読み出す放射線計測回路と、放射線の入射方向を制限するパラレルホールコリメータと、前記検出器の直上に存在する前記貫通穴から入射する放射線の量である第1放射線量と、前記検出器の直上に存在する前記貫通穴の隣の貫通穴から入射する放射線の量である第2放射線量とを求める手段と、を備え、前記パラレルホールコリメータは前記検出器の放射線入射側に配置され、前記パラレルホールコリメータと前記検出器との間にギャップを有し、前記ギャップの長さは前記第2放射線量の前記第1放射線量に対する比率が所定値の範囲を満たすように設定され、入射側から見て前記パラレルホールコリメータの貫通穴に1個または複数個の前記検出器が配列され、前記検出器ごとに放射線の入射位置情報を得ることを特徴とする。

また、本発明の核医学診断装置は、前記放射線撮像装置と、さらに、前記検出器からの検出信号を得て点応答関数を画像再構成に組み込むことで空間分解能を補正し画像情報を生成する断層像情報作成装置と、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、S P E C T 装置の空間分解能が向上する手段が提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1実施形態の S P E C T 装置におけるコリメータと検出器と、その間のギャップを示した構成図である。

【図2】本発明の第1実施形態の S P E C T 装置のおおよその構成を示す概観図である。

【図3】本発明の第1実施形態および一般的な S P E C T 装置におけるピクセル型の検出器およびコリメータの配置例を示した構成図である。

【図4】本発明の第1実施形態における検出器と検出器群の第1の構成例を示す図である。

【図5】本発明の第1実施形態における検出器と検出器群の第2の構成例を示す図である。

【図6】本発明の第1実施形態における検出器と検出器群の第3の構成例を示す図である。

【図7】本発明の第1実施形態における検出器と検出器群の第4の構成例を示す図である。

【図8】本発明の第1実施形態における検出器と検出器群の第5の構成例を示す図である。

【図9】本発明の第1実施形態における4-PMCのコリメータのひとつの貫通穴に配置された検出器を示す図である。

【図10】レイ・トレースのシミュレーションを示す図である。

【図11】本発明の第1実施形態で用いる4-PMCと検出器21の配置を示す断面図である。

【図12】シミュレーションと実験によって求めた点応答関数を示した図である。

【図13】検出器とガンマ線の関係を示す模式図であり、(a)は、検出器21とガンマ

10

20

30

40

50

線の X 軸方向の距離（位置関係）とガンマ線の入射量 C の関係を示し、（b）は、検出器とコリメータとガンマ線の関係を示す。

【図 1 4】1-PMC と 4-PMC における、ギャップを変化させたときのガンマ線の入射量 C の分布を示す図である。

【図 1 5】ガンマ線の入射量 C の分布をフーリエ変換して求めた、MTF を示す特性図であり、（a）は 1-PMC、（b）は 4-PMC の場合である。

【図 1 6】数値ファントムを示した図である。

【図 1 7】数値ファントムからの投影データをシミュレーションによって再構成した図である。

【図 1 8】4-PMC の再構成画像の Recovery Ratio を示した図である。

【図 1 9】4-PMC において一つの検出器に入射するガンマ線の量 C のメインピークとサブピークを含む分布を示す図である。

【図 2 0】サブピークの面積 C_{sub} のメインピークの面積 C_{main} に対する比率 R を示す図である。

【図 2 1】貫通穴長を変えたときのガンマ線の入射量 C の MTF を示す特性図である。

【図 2 2】セプタの厚さの変化に対する比率 R_f を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明を実施するための形態を、図面を用いて説明する。

【0016】

（第 1 実施形態・放射線撮像装置・SPECT 装置）

本発明の第 1 実施形態を図 1 から図 11 を用いて説明する。

図 1 が、本発明の第 1 実施形態（放射線撮像装置）の大きな特徴であるコリメータ 26 と検出器 21 とその間に存在するギャップ 34 の関係を示したものである。しかしながら、放射線撮像装置（SPECT 装置、以下においては適宜、「SPECT 装置」と表記する）としては、図 1 は部分的な構造であり、わかりやすさのために詳細な説明は後述することにして、まず SPECT 装置の全体の構成を先に説明する。また、画像再構成について、さらに、図 1 に示した構造の実施形態により断層画像における空間分解能が向上した例について説明する。

【0017】

< SPECT 装置 >

まず、本発明の第 1 実施形態である SPECT 装置の構成について簡単に説明する。

図 2 は、本実施形態の SPECT 装置のおおよその構成を示す概観図である。

図 2 に示すように、SPECT 装置は、ガントリ（Gantry：溝台）10、カメラ（撮像装置）11A、11B、データ処理装置 12、表示装置 13 等を備えて構成される。

被検者 15 は、放射性薬剤、例えば、半減期が 6 時間の ^{99m}Tc を含んだ薬剤を投与される。ベッド 14 に載せられた被検者 15 の体内の ^{99m}Tc から放出されるガンマ線（ γ 線）をガントリ 10 に支持されたカメラ 11A、11B で検出して断層画像を撮像する。

【0018】

カメラ 11A、11B は、コリメータ（パラレルコリメータ）26 と検出器（ピクセル型検出器）21 を備えて構成される。

コリメータ 26 は被検者 15 の体内から放出されるガンマ線を選別し、一定方向のガンマ線のみを通過させる役割を有する。コリメータ 26 を通過したガンマ線を検出器 21 で検出する。

カメラ 11A、11B は、ガンマ線の検出信号を計測するための特定用途向け集積回路（ASIC：Application Specific Integrated Circuit）25 を備える。

【0019】

ガンマ線の検出信号は、検出器基板 23、ASIC 基板 24 を介して、ASIC 25 にガンマ線を検出した検出器 21 の ID（Identification、個体識別）と、検出したガンマ

10

20

30

40

50

線の波高値や検出時刻が入力される。

なお、検出器基板 2 3 と A S I C 基板 2 4 と A S I C 2 5 とを備えて放射線計測回路が構成されている。

鉄、鉛等でできた遮光・ γ 線・電磁シールド 2 9 は、検出器 2 1、検出器基板 2 3、A S I C 基板 2 4、A S I C 2 5、コリメータ 2 6 を囲んでおり、光、ガンマ線、電磁波を遮断する。

【0020】

データ処理装置 1 2 は、断層像情報作成装置を備えている場合もあるし、また備えていない場合もある。

以下では、データ処理装置 1 2 は、記憶装置及び断層像情報作成装置（図示せず）を具備しているものとして説明する。

データ処理装置 1 2 は、計測したガンマ線の波高値、検出時刻のデータ及び検出器（検出器の存在するチャンネル）I Dを含むパケットデータを取り込み、平面像を生成、もしくはサイノグラムデータに変換して断層像情報を生成し、表示装置 1 3 に表示する。

カメラ 1 1 A、1 1 B は、ガントリ 1 0 の半径方向及び周方向に可動する。断層像撮像時には、カメラ 1 1 A、1 1 B は、ガントリ取り付け部を軸として、被検者 1 5 の周りを回転し、被検者 1 5 の体内の腫瘍等に集積した放射性薬剤から発生するガンマ線を検出する。

【0021】

図 2 における検出器 2 1（2 1 A、図 4）は、図 4、図 5、図 6、図 7、図 8 に示すようにピクセルごとに区切られており、この検出器 2 1 が多数配置された検出器群 2 1 G（図 4）を構成している。したがって、1 枚の大きな結晶からなるシンチレータと異なり、検出信号は、各検出器 2 1 単位、つまりピクセル単位で収集される。なお、検出器群 2 1 G（図 4）は、ピクセルに区切られているが、図 5 の検出器群 2 1 B G ように、複数の電極 2 2 を配置し、電氣的にピクセルに区切ったものであってもよい。

なお、検出装置としての検出器は、ピクセル単位の検出器の集合であるので、検出器群を単に「検出器」と表記することもある。

なお、検出器と検出器群の構成例の詳細については後記する。

【0022】

図 2 におけるコリメータ 2 6 の貫通穴 2 7、セプタ 2 8 の詳しい構造を図 3 に示す。

図 3 は、本実施形態および一般的な S P E C T 装置におけるピクセル型の検出器およびコリメータの配置例を示した構成図である。

図 3 において、コリメータ 2 6 は鉛製であり、貫通穴 2 7 を有する。貫通穴 2 7 は、セプタ 2 8 によって仕切られて、碁盤目状に配置されている。一般的には、貫通穴 2 7 と検出器 2 1 が一対一で対応しているが、本発明の実施形態では、一つの貫通穴 2 7 に複数個（N 個、N は正の整数）の検出器 2 1 が備えられている。

なお、一つの貫通穴 2 7 に一つの検出器 2 1 が含まれるコリメータ 2 6 を 1-P M C（1-Pixel Matched Collimator）と適宜呼ぶ。

また、本実施形態では、図 9 に示すように、コリメータ 2 6 の貫通穴 2 7 に、4 つの検出器 2 1 が含まれる場合について示す。本発明では、このようなコリメータを 4-P M C（4-Pixel Matched Collimator）と適宜呼ぶ。

【0023】

また、座標系（X、Y、Z 方向）を図 3 に示すように定義する。つまり、X Y 平面内に検出器が配置されている。また、垂直方向が Z 方向である。

このとき、図 2 においては、検出器の回転軸に平行な軸である体軸方向を Y、もう一方の軸である接線方向を X とする。

【0024】

≪検出器の構成≫

検出器 2 1（図 3）と検出器群 2 1 G の構成は様々である。次に、それらの構成例を示す。

10

20

30

40

50

図4は、本実施形態における検出器と検出器群の第1の構成例を示す図である。

図4は、前記したように、検出器21Aが複数個、基盤目状に配置され、全体として、検出器群21Gを構成している。個々の検出器21Aがピクセル単位となり、各ピクセルでガンマ線の強度、頻度を計測し、位置情報とともに、集約することで、検出器群21Gが検出装置としての機能を果たしている。

【0025】

図5は、本実施形態における検出器と検出器群の第2の構成例を示す図である。なお、検出器と検出器群を下から見上げているときに相当する図である。

図5において、検出器群21BGの裏面には、複数の電極22がそれぞれ互いに絶縁されて、基盤目状に配置されている。検出器群21BGの表面は一体化され、共通であるが、裏面の基盤目状に配置された複数の電極22が独立しているので、ピクセルとして作用し、各ピクセル単位でガンマ線の強度、頻度を計測する。そして各位置情報とともに、集約することで、検出器群21BGが検出装置としての機能を果たしている。

【0026】

図6は、本実施形態における検出器と検出器群の第3の構成例を示す図である。

図6(b)に示すように、検出器群21CGの表面は一体化され、共通であるが、図6(a)に示すように、裏面は複数の検出器21Cが分離され、基盤目状に配置されている。したがって、複数の検出器21Cは、それぞれピクセルとして作用し、各ピクセル単位でガンマ線の強度、頻度を計測する。そして各位置情報とともに、集約することで、検出器群21CGが検出装置としての機能を果たしている。

【0027】

図7は、本実施形態における検出器と検出器群の第4の構成例を示す図である。

図7において、検出器群21DGの表面には、複数本の電気配線が電極22Aとして、それぞれ絶縁されて、行状に配置されている。また、検出器群21DGの裏面には、複数本の電気配線が電極22Bとしてそれぞれ絶縁されて列状に配置されている。

行状に配置された複数本の電気配線が電極22Aと、列状に配置された複数本の電気配線が電極22Bが、それぞれ重なる領域において、ガンマ線が電圧として計測されるので、それぞれの重なる領域は、それぞれピクセルとして作用する。したがって、各ピクセル単位でガンマ線の強度、頻度の計測が可能となり、各位置情報とともに、集約することで、検出器群21DGが検出装置としての機能を果たしている。

【0028】

図8は、本実施形態における検出器と検出器群の第5の構成例を示す図である。

図8において、検出器21EはシンチレータとフォトダイオードPDから構成されている。ここでシンチレータはガンマ線を受けて蛍光を発し、その蛍光をフォトダイオードPDが電気に変換する。

検出器21Eが複数個、基盤目状に配置され、全体として、検出器群21EGを構成している。個々の検出器21Eがピクセル単位となり、各ピクセルでガンマ線の強度、頻度を計測し、位置情報とともに、集約することで、検出器群21EGが検出装置としての機能を果たしている。

【0029】

《コリメータと検出器の配置について》

図9は、本実施形態における4-PMCのコリメータ26(図1、図3)のひとつの貫通穴27(図3)に配置された検出器21を示す図である。なお、図9において、横方向はX方向であり、縦方向はY方向であって、コリメータ26(図1、図3)の上面から見た平面図である。

図9に示す例では、コリメータ26(図1、図3)のセプタ28が形成する1つの貫通穴27(図3)に4個の検出器21が備えられている。この4個の検出器21は同一の性能、形状であり、同一のピクセルとして作用する。

【0030】

図1は、本実施形態の放射線撮像装置におけるコリメータ26と検出器21と、その間

のギャップ 3 4 を示した構成図である。以上の関係について説明する。

放射線（ガンマ線、 γ 線）の飛来方向を制限するコリメータ 2 6 を通過したガンマ線 3 3 は、ギャップ 3 4 を通過し、複数の検出器 2 1 に到達する。検出器 2 1 は、受けたガンマ線 3 3 を電気信号に変換し、それぞれの検出器 2 1 の位置情報（ピクセルとしての位置情報）とともに出力する。

なお、ガンマ線 3 3 は発生源の放射能物質によって波長は異なり、その差は出力電圧（エネルギー）の高低として観測される。また、ガンマ線の強度は計測の頻度（カウント数）として観察される。

【0031】

また、図 1 において、コリメータ 2 6 と検出器 2 1 との間にはギャップ 3 4 があり、ひとつの検出器 2 1 に、コリメータ 2 6 の別々の貫通穴 2 7（図 3）を通過した複数の経路のガンマ線 3 3 が入射することもあることを示している。

また、図 1 において、コリメータ 2 6 のひとつの貫通穴 2 7（図 3）に対して、複数の検出器 2 1 が配置されている。

また、図 1 において、検出器 2 1 を並べて示している方向が X 方向であり、検出器 2 1 からコリメータ 2 6 が配置されていることを示した方向が Z 方向である。

【0032】

<画像再構成について>

次に、データ処理装置 1 2（図 2）で実行される画像再構成について説明する。検出器群 2 1 G（図 3、図 4）が測定対象に対してある角度をなしているとき、検出器 i のガンマ線のカウント数 y_i は、検出再構成画素 j のカウント数を λ_j として、

$$y_i = \sum a_{ij} \lambda_j \quad \cdots \text{式 (1)}$$

となる。ここで、 a_{ij} は検出器 i に検出される確率を表す。

上記の式 (1) から、逐次近似再構成法（MLEM、OSEM、MAPS 等）を用いて画像を再構成する。検出器の点応答関数を逐次近似画像再構成に組み込むことにより、空間分解能を補正することが可能である。

点応答関数とは、点線源から発生した放射線を検出器 2 1 が検出する確率であり、式 (1) の検出確率 a_{ij} に等しい。この点応答関数を用いることで、MLEM、OSEM、MAPS 等の逐次近似再構成法からより正確な画像を再構成することができる。

【0033】

図 1 に示すように、本発明ではコリメータ 2 6 と検出器 2 1 との間にギャップ 3 4 が存在する。このような構成により、ギャップが大きすぎない場合、見かけ上、コリメータ 2 6 の穴（貫通穴）長が長くなり、空間分解能を向上させることができる。以下では、本実施形態の作用について説明する。

【0034】

《点応答関数の求め方》

はじめに、点応答関数の求め方について説明する。点応答関数は、レイ・トレース（ray trace、伝搬経路の追跡）によるシミュレーションによって計算することが可能である。このシミュレーションでは、点線源からガンマ線としてレイ（ray）を飛ばし、そのレイが物質を横切る長さを計算して検出器応答を計算する。

図 10 は、レイ・トレースのシミュレーションを示す図である。

例えば、図 10 に示すように、ガンマ線であるレイがコリメータ 2 6 と検出器 2 1 を横切るとした場合の長さを、それぞれ L_1 、 L_2 とすると、検出されるカウントは、

$$\exp(-\mu_1 L_1) \times \{1 - \exp(-\mu_2 L_2)\} \quad \cdots \text{式 (2)}$$

に比例するものとして表すことができる。ここで、 μ_1 、 μ_2 の値は、それぞれ、放射性薬剤から発生するガンマ線に対するコリメータ 2 6、および検出器 2 1 の減弱係数の値である。

【0035】

したがって、本実施形態による SPECT 装置においては、シミュレーションにより図 1 に示したコリメータ 2 6 の形状に対する点応答関数を求め、この点応答関数を逐次近似

10

20

30

40

50

再構成に組み込むことで空間分解能を補正し、断層像における空間分解能が向上した画像を作成することが可能となる。

【0036】

図11は、本実施形態で用いる4-PMCと検出器21の配置を示す断面図である。

図11で、検出器21のピッチ、X方向長さ、Z方向長さをそれぞれ、 p 、 d 、 k で表し、セプタ28のX方向長さ、Z方向長さを、それぞれ、 s 、 h で表し、セプタ28と検出器21の間のギャップ34（図1）を g で表す。4-PMCでは、セプタ28のピッチは、検出器21のピッチ p の2倍に等しい。

なお、これらの p 、 d 、 k 、 s 、 h 、 g の各値は、次のシミュレーションのパラメータとなる。

【0037】

《シミュレーションと実験で求めた点応答関数》

図12は、レイ・トレースによるシミュレーション（Simulation-1）、モンテカルロ・シミュレーション（Simulation-2）、および棒状線源によって実験（Measurement）で求めた ${}^{99m}\text{Tc}$ の点応答関数を示す図である。

図12において、横軸は検出器21（図10）の中心位置を基準（0）として、線源32（図10）のX軸方向の検出器21との位置関係を示すものである。図12では距離であるDistanceと表記している。また単位はmmである。

また、縦軸は、検出器21に検出される検出確率であり、無次元である。

【0038】

モンテカルロ・シミュレーションにはGEANT4を用いた（非特許文献3）。

また、検出器21（図10、図11）のパラメータは、 $p = 1.4\text{ mm}$ 、 $d = 1.2\text{ mm}$ 、 $k = 5\text{ mm}$ である。また、コリメータ26のパラメータは、 $s = 0.4\text{ mm}$ 、 $h = 2.6\text{ mm}$ である。また、ギャップは $g = 8\text{ mm}$ とした。

コリメータ26の表面から線源32までの距離は100mmとした。コリメータ26と検出器21の材質は、それぞれ鉛、CdTe（カドミウムテルル）を用いた。

【0039】

図12に示すように、レイ・トレースシミュレーション（◆）の結果は、モンテカルロ・シミュレーション（■）と実験（▲）による結果とよく一致していることが分かる。

なお、図12において、特性線に山と谷があるのは、線源32がX方向に移動したときに、一様に変化するのではなく、コリメータ26（図10）の複数の貫通穴27（図3）の存在で、貫通しやすさが変動するためである。

【0040】

《ガンマ線の入射量C》

次に、図13を参照して、一つの検出器21に入射するガンマ線の入射量Cについて説明する。

図13（a）は、図13（b）における検出器21とガンマ線33の関係において、検出器21とガンマ線33のX軸方向の距離（位置関係）とガンマ線の入射量Cとの関係を示した模式図である。

また、図13（b）は、検出器21とコリメータ26とガンマ線33の関係を示した模式図である。

図13に示すようなガンマ線の入射量Cの分布は、点応答関数と逐次近似画像再構成で実行する逆投影演算を用いることで計算することが可能である。

【0041】

入射量Cの分布の広がりには空間分解能を決定する。

図14は、1-PMCと4-PMCにおける、ギャップを変化させたときのガンマ線33（図13）の入射量Cの分布を示す図である。図14（a）、（b）において、横軸は検出器21の中心位置を基準（0）として、線源32（図10）のX軸方向の検出器21との位置関係を示すものである。図14（a）、（b）では距離であるDistanceと表記している。また単位はmmである。

10

20

30

40

50

また、図14(a)、(b)の縦軸は、検出器に検出される検出確率であり、無次元である。したがって、図14(a)、(b)において、図示された各点における数値をそれぞれ積分(合計)すれば1になる。

【0042】

図14(a)に1-PMCにおけるガンマ線の入射量Cの分布を示す。また、図14(b)に4-PMCにおけるガンマ線の入射量Cの分布を示す。

入射量Cの分布を求める際に用いた点応答関数は、レイ・トレースシミュレーションで計算した。

1-PMCのパラメータは、 $S = 0.28$ 、 $h = 11.76\text{ mm}$ とし、セプタ28のピッチは検出器21のピッチ $p = 1.4\text{ mm}$ に等しい。

4-PMCのパラメータは、 $s = 0.4\text{ mm}$ 、 $h = 26\text{ mm}$ とした。また、ギャップは、 $g = 0, 4, 8, 12, 16\text{ mm}$ を用いた。ここで示した1-PMCと4-PMCの感度は同等である。

【0043】

図14(a)に示すように、1-PMCの入射量Cの分布は、 $g = 0\text{ mm}$ (◆)のとき三角形のような分布をもっており、ギャップ34が増加するにつれて半値幅は減少するが、一方でテイル部分が持ち上がっていく。半値幅の減少は、ギャップ34が存在することにより見かけ上、コリメータ26の穴長が長くなる効果に起因している。

なお、検出器21の直上にある貫通穴27から入射する放射線(ガンマ線)量を第1放射線量とし、検出器21の直上にある貫通穴27の隣の貫通穴27から入射する放射線(ガンマ線)量を第2放射線量とする(図1)。

図14(a)において、テイルの持ち上がりは、検出器21の直上にある貫通穴27の隣の貫通穴27から入射するガンマ線である第2放射線量に起因している。

【0044】

図14(b)に示すように、4-PMCの入射量Cの分布は、 $g = 0\text{ mm}$ (◆)のとき台形のような分布をもっており、ギャップ34が増加するにつれて台形状のメインピークの半値幅は減少するが、三角形形状のサブピークが出現する。1-PMCと同様に、メインピークの半値幅の減少は、ギャップ34が存在することにより、見かけ上、コリメータ26の穴長が長くなる効果に起因している。

図14(b)において、サブピークの出現は、検出器21の直上にある貫通穴27の隣の貫通穴27から入射するガンマ線である第2放射線量に起因している。

なお、メインピークは検出器21の直上にある貫通穴27から入射するガンマ線である第1放射線量に起因している。

【0045】

《フーリエ変換して求めたMTF》

図15は、ガンマ線の入射量Cの分布をフーリエ変換して求めた、MTF(Modulation Transfer Function)を示す特性図である。

図15(a)は1-PMCのMTFを示した特性図であり、図15(b)は4-PMCのMTFを示した特性図である。

なお、入射量Cの分布は、図14(a)、(b)に示した1-PMCと4-PMCの入射量Cの分布を用いている。

なお、図15(a)、(b)において、横軸はフーリエ変換における単位長(cm)に換算した周波数であり、Frequency(cycle/cm)と表記している。

また、図15(a)、(b)において、縦軸は換算されたMTFの値であり、無次元である。なお、Frequency(cycle/cm)が0のときにMTFの値は最高値をとるが、このときのMTFの値を基準として1に設定し、正規化して図示している。

【0046】

図15(a)、(b)においては、MTFの値が高いほど空間分解能が高いことを意味しており、1-PMCでは、ギャップ34が増加するにつれて高周波成分が増加するが、一方で低周波成分が減少する。同様に、4-PMCでもギャップ34が増加するにつれて

10

20

30

40

50

高周波成分が増加し、低周波成分が減少する。

こで、4-PMCのMTFのカーブの特徴的として、周波数0から周波数が増加するに従って、徐々にMTFの値は減少していくが、ギャップ34が大きくなると周波数が0.33 (cycle/cm) 付近で一度MTFの値が落ち込むことが挙げられる。

【0047】

例えば、ギャップ34の値が8 mm (▲) の場合、MTFのカーブは0.33 (cycle/cm) 付近で平坦となるが、ギャップ34の値が16 mm (*) では、一度、MTFの値が大きく落ち込むことが分かる。こで、ギャップ34の値が8 mm (▲) の場合のように、MTFのカーブが落ち込まずに平坦になるときのギャップ34の値を g_f と定義する。

また、1-PMCと4-PMCとを比較すると4-PMCの方がMTFの値が高いことが分かる。したがって、同感度の条件下では4-PMCの方が1-PMCよりも空間分解能が高い。

【0048】

《数値ファントム》

図16は、分解能測定ファントムの一種である数値ファントムを示した図である。

図16において、数値ファントムの直径は200 mmであり、内部に値が0のコールドスポットが、複数のそれぞれ一辺が7、10、12、15 mmの正方形として配置されている。なお、コールドスポットではないバックグラウンドの領域からガンマ線が放射され、コールドスポットからはガンマ線が放射されない。

【0049】

《数値ファントムからの投影データ》

次に、図16に示した数値ファントムから投影データ（図示せず）を作成した。

投影データのマトリックスサイズは256、マトリックスピッチは1.4 mm、投影方向の数は120、回転のピッチは3度である。また、検出器の回転半径は150 mmとした。

【0050】

《数値ファントムの再構成画像》

図17は、数値ファントムからの投影データを再構成した図である。

前記の投影像から、点応答関数を組み込んだ逐次近似再構成により得られた1-PMCで $g = 0$ mmに対する再構成画像が図17 (a) である。

また、1-PMCで $g = 8$ mmに対する再構成画像が図17 (b) である。

また、4-PMCで $g = 0$ mmに対する再構成画像が図17 (c) である。

また、4-PMCで $g = 8$ mmに対する再構成画像が図17 (d) である。

なお、図17 (a)、(b)、(c)、(d) は、前記したように、それぞれ図16に示した数値ファントムの投影データを再構成した画像である。

【0051】

こで、再構成画像のマトリックスサイズは 256×256 、マトリックスピッチは1.4 mmである。再構成法にはOSEMを用い、サブセットは30、反復回数は10とした。

1-PMCの画像では、 $g = 0$ mmに比べて、 $g = 8$ mmの方が7、10 mmのコールドスポットのコントラストが上がっている一方で、12、15 mmのコールドスポットのコントラストは低下している。

4-PMCの画像では、 $g = 0$ mmに比べて $g = 8$ mmの方が7、10 mmのコールドスポットのコントラストが上がっており、12、15 mmのコールドスポットのコントラストは同等である。このように、4-PMCの方が1-PMCよりも、ギャップ34が増加することによるメリットが高いことが分かる。

【0052】

《リカバリーレシオ (Recovery Ratio)》

図18は、4-PMCの画像に対して、コールドスポットとバックグラウンドとのコントラスト比から求められるリカバリーレシオ (Recovery Ratio) を示した図である。

具体的には、コールドスポットとバックグラウンドにおける画像の明度をそれぞれ K_C 、 K_B とすれば、

$$\text{リカバリーレシオ (Recovery Ratio)} = \{1 - K_C / K_B\} \quad \cdots \quad \text{式 (2)}$$

と表せる。式 (2) から解るように、コールドスポットとバックグラウンドとのコントラスト比が高くなると、リカバリーレシオ (Recovery Ratio) は 1 の 100% に近づく。

リカバリーレシオ (Recovery Ratio) の値が高いほど、画像はよく復元 (Recovery) されたことを意味する。

【0053】

図 18 において、横軸は検出器 21 (図 1) とコリメータ 26 (図 1) とのギャップ 34 (図 1) である Gap (間隔) を示したものであり、単位は mm である。また、縦軸は、リカバリーレシオ (Recovery Ratio) であり単位は % である。

図 18 におけるリカバリーレシオは、4-PMC の画像に対してコールドスポットとバックグラウンドに ROI (Region of Interest) を設定し、コールドスポットとバックグラウンドとの比から求めた。

なお、コールドスポットは、図 17 (a) ~ (d) において、最も白い箇所であり、バックグラウンドは黒い箇所である。何処のポイントが白い箇所であり、また黒い箇所であるかの選定は測定者が行う。この選定による設定が前記の ROI である。

【0054】

図 18 において、ギャップ 34 の値を 0 ~ 19 mm の間で変化させた。ギャップの増加にともない、7 mm (●) のコールドスポットにおけるリカバリーレシオは、単調に増加していく。この現象は、図 16 の数値ファントムに示した像において、7 mm の正方形の図形を再構成して認識するために、ギャップ 34 の値が 0 ~ 19 mm の間では大きい方がよいことを示している。

一方、図 18 において、10 mm (▲)、12 mm (■)、15 mm (◆) のコールドスポットにおけるリカバリーレシオは、ギャップの増加とともに増加するが、ギャップ 34 の値がそれぞれ 3、5、10 mm のときに最大となり、その後減少していく。

これらの現象は、図 16 の数値ファントムに示した像において、10、12、15 mm の正方形の図形を再構成して認識するために、ギャップ 34 の値がそれぞれ 3、5、10 mm のときに最もよいことを示している。

【0055】

この 7、10、12、15 mm の正方形の図形によって、異なる特性を示すのは、図 16 における数値ファントムとしての 7、10、12、15 mm の正方形の図形が、それぞれ MTF を求めるためにそれぞれフーリエ変換されたときの周波数成分が異なることに起因するものである。

【0056】

図 18 により、ギャップ 34 の値を 5 ~ 10 mm の間に設定しておけば、7、10、12 mm のコールドスポットにおけるリカバリーレシオは、ギャップ 34 が 0 mm のときよりも向上することが分かる。ギャップ 34 の値が 10 mm のとき、15 mm のコールドスポットにおけるリカバリーレシオは、ギャップ 34 の値が 0 mm のときよりも低下するが、リカバリーレシオの値は 67% と高いため、問題は少ないと考えられる。

したがって、7、10、12、15 mm の正方形の図形を、すべて劣化を少なくして再構成するためには、ギャップ 34 の値を 0 でない所定値 (5 ~ 10 mm) に設定した方がよいことを示唆している。

【0057】

図 19 は、4-PMC において一つの検出器に入射するガンマ線の量 C のメインピーク (Main Peak) とサブピーク (Sub Peak) を含む分布を示す図である。

図 19 において、横軸は検出器 21 の中心位置を基準 (0) として、線源 32 (図 10) の X 軸方向の検出器 21 との位置関係を示すものである。図 19 では距離である Distance と表記している。また単位は mm である。

また、図 19 の縦軸は、検出器に検出される検出確率であり、無次元である。したがっ

10

20

30

40

50

て、図 19 において、図示された各点における数値をそれぞれ積分（合計）すれば 1 になる。

図 19 に示すように、4-PMC においては、一つの検出器に入射するガンマ線の量 C の分布は、ギャップ 34 が存在する場合、第 1 放射線量に起因するメインピーク (Main Peak) と第 2 放射線量に起因するサブピーク (Sub Peak) に分離できるのが大きな特徴である。

【0058】

《比率 R 》

図 20 は、図 19 におけるサブピークの面積 C_{sub} のメインピークの面積 C_{main} に対する比率 R を示した図である。

10

図 20 において、横軸は検出器 21 (図 1) とコリメータ 26 (図 1) とのギャップ 34 (図 1) である Gap (間隔) を示したものであり、単位は mm である。また、縦軸は、前記したサブピークの面積 C_{sub} のメインピークの面積 C_{main} に対する比率 R であり単位は $\%$ である。

図 20 に示すように、サブピークの面積 C_{sub} のメインピークの面積 C_{main} に対する比率 R は、ギャップ 34 が増加するにつれて増大していく。

なお、サブピークの面積 C_{sub} のメインピークの面積 C_{main} に対する比率 R は、第 2 放射線量の第 1 放射線量に対する比率でもある。

【0059】

以上の画像の評価結果より、ギャップ 34 (図 1) は $5 \sim 10 mm$ の間に設定するのが効果的であり、このギャップ 34 (図 1) の範囲に対応する比率 R の範囲は $13 \sim 30 \%$ である。

20

【0060】

《 gf と Rf について》

また、図 15 (b) から、この 4-PMC のコリメータ 26 の形状では、MTF の特性線が平坦 (flat) な領域を最も有するのはギャップ 34 (図 1) が $8 mm$ (▲) のときである。この最も平坦 (flat) な領域を有するときのギャップを gf と定義する。

前記の 4-PMC のコリメータ 26 の形状では、図 15 (b) の特性において、 gf の値は前記した $8 mm$ となる。

また、図 20 から、 $gf = 8 mm$ ($GAP = 8$) に対応する比率 R の値は、略 23% である。したがって、 gf の値のときの比率 R を Rf と定義すると、 $Rf = 23 \%$ となる。

30

また、図 20 において、比率 R が許容される範囲は、前記したように、 $13 \sim 30 \%$ であり、また、 $13 \% < R < 30 \%$ と表記できる。したがって、 Rf を用いて表現すれば、 $Rf - 10 \% < R < Rf + 7 \%$ の範囲と表現できる。

したがって、比率 R が、 $Rf - 10 \% < R < Rf + 7 \%$ の範囲に入るギャップ 34 の値を設定すれば、空間分解能を向上させることが可能となる。

【0061】

《各種パラメータの影響》

これまでの 4-PMC の評価では、コリメータ 26 のパラメータの値を固定して評価してきたが、以下ではパラメータを変化させた場合について説明する。はじめに、セプタ 28 の Z 方向長さ h を変化させたときについて説明する。

40

【0062】

図 21 は、貫通穴長である Z 方向長さ h が $18.4 mm$ (◆)、 $26 mm$ (■)、 $44.8 mm$ (▲)、 $61.2 mm$ (×) の各場合について求めた、一つの検出器に入射するガンマ線入射量 C の分布の MTF を示す特性図である。

なお、図 21 において、横軸はフーリエ変換における単位長 (cm) に換算した周波数であり、Frequency ($cycle/cm$) と表記している。

また、図 21 において、縦軸は MTF への換算値であり、無次元である。なお、Frequency ($cycle/cm$) が 0 のときの MTF の値を基準として 1 に設定し、正規化して図示している。

50

【0063】

図21において、 $h=18.4$ 、 26 、 44.8 、 61.2 mmにおけるギャップ34の値は、それぞれ5、8、14、21 mmである。それぞれのMTFのカーブは、周波数が0から増加するとともにMTFの値が減少していくが、ある周波数において一度平坦になってからまた減少する傾向は同じである。

つまり、Z方向長さhが変化してもMTFカーブが一度平坦になるようなgfが存在することが分かる。このとき、サブピークの面積Csubのメインピークの面積Cmainに対する比率Rfは、 $H=18.4$ 、 26 、 44.8 、 61.2 mmにおいて、それぞれ、23、23、19、20%であり、MTFのカーブの形状と非常に強い相関をもっていることが分かる。

10

【0064】

《空間分解能を向上させる比率Rの範囲》

図22は、セプタ28の厚さのパラメータであるX方向長さsを変化させた場合のgfにおけるサブピークの面積Csubのメインピークの面積Cmainに対する比率Rfを示す特性図である。

図22の横軸は、セプタ28のX方向長さsを検出器21のピッチpで規格化した値である。また、縦軸は比率Rfである。

図22において、セプタ28のパラメータであるX方向長さsの値において、hを18.4 mm (◆)、26 mm (■)、44.8 mm (▲)、61.2 mm (×)と変化させて比率Rfを求めた。

20

sが増加するに従って比率Rfは減少していく傾向があり、それぞれのsにおける比率Rfの平均値は、Rfをyとして、線形近似で $y = -22.044 \times s / p + 27.681$ で表される。

画像評価の結果より、比率Rが $R_f - 10\% < R < R_f + 7\%$ の範囲に入るギャップ34の値を設定すればよい。

【0065】

したがって、比率Rが、 $-22.044 \times S / p + 17.681\% < R < -22.044 \times S / p + 34.681\%$ の範囲に入るギャップ34の値を設定すれば、空間分解能を向上させることが可能となる。

なお、ここで、 $17.681 = 27.681 - 10$ であり、また、 $34.681 = 27.681 + 7$ であることから上記の値となっている。

30

本実施形態におけるギャップ34の設定方法では、検出器21のピッチpには依存しない。なぜなら、pとsとの比が一定であれば、例えばpがa倍になったとしても同様にCsubとCmainの値がa倍となり、それらの比率Rを求めることによりピッチpの影響を取り除くことができるからである。

【0066】

(第2実施形態・核医学診断装置)

本発明の第1実施形態で説明した放射線撮像装置(SPECT装置)は、前述したように放射線(ガンマ線)を捕捉し、再構成して画像化することにより、放射線源の全体像を把握するものである。

40

これを医学分野に応用したものが、核医学診断装置である。放射線撮像装置自体も核医学診断装置であるが、さらに他の計測装置や演算処理装置や表示装置と組み合わせることによって、より高度な医学診断を行える可能性がある。

図1では、データ処理装置12を示したが、前記したように、データ処理装置12は、断層像情報作成装置を備えている場合もあるし、また備えていない場合もある。

このデータ処理装置12に検出器21からの検出信号を得て点応答関数を画像再構成に組み込むことで、空間分解能を補正し、画像情報を生成する断層像情報作成機能を備えるか、あるいは別の装置として前記の機能を有する断層像情報作成装置を前記の放射線撮像装置と組み合わせれば、さらに有用な核医学診断装置となる。

【0067】

50

(その他の実施形態)

本発明は前記の実施形態に限定されるものではない。以下に例をあげる。

ひとつの貫通穴における検出器が4個の場合で説明したが、4個より少ない3個以下（1個を含む）でも、またさらに多い5個以上でもよい。

また穴の形状は四角としたが、これは4個の場合に都合のよい形状である。したがって、検出器の数が4個以外の場合には他の形状でもよい。例えば六角形や円形でもよい。

【0068】

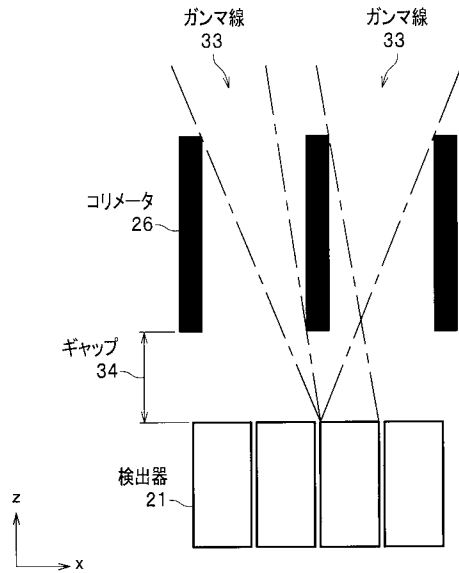
また、第2実施形態である核医学診断装置が、放射線撮像装置と組み合わせる例として、断層像情報作成装置をあげたが、他の装置と組み合わせる例は次のようなものがある。例えば、表示装置としては、3D表示の画像表示装置を組み合わせてもよい。また、他の計測装置としては、超音波診断装置と組み合わせてもよい。このように、放射線撮像装置をその他の機器、装置と組み合わせれば、さらに多角的な判断を行える機能を有する核医学診断装置が提供できる。

【符号の説明】

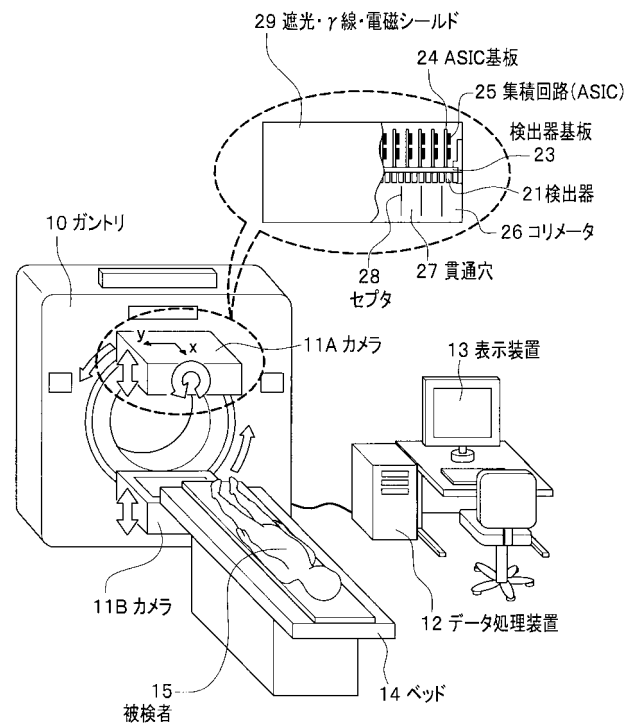
【0069】

10	ガントリ	
11A、11B	カメラ	
12	データ処理装置	
13	表示装置	
14	ベッド	20
15	被検者	
21、21A、21C、21E	検出器	
21G、21BG、21CG、21DG、21EG	検出器群	
22、22A、22B	電極	
23	検出器基板（放射線計測回路）	
24	ASIC基板（放射線計測回路）	
25	集積回路（ASIC）（放射線計測回路）	
26	コリメータ（パラレルコリメータ）	
27	貫通穴	
28	セプタ	30
29	遮光・γ線・電磁シールド	
32	線源	
33	ガンマ線	
34	ギャップ	
35	レイ	

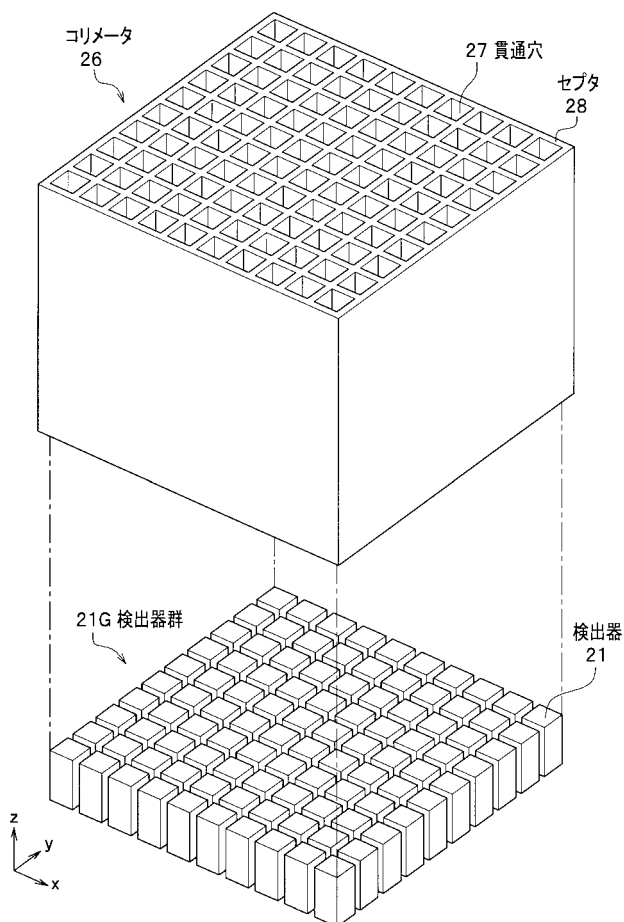
【図 1】



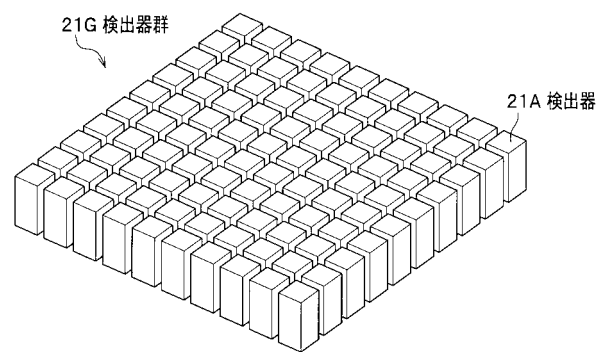
【図 2】



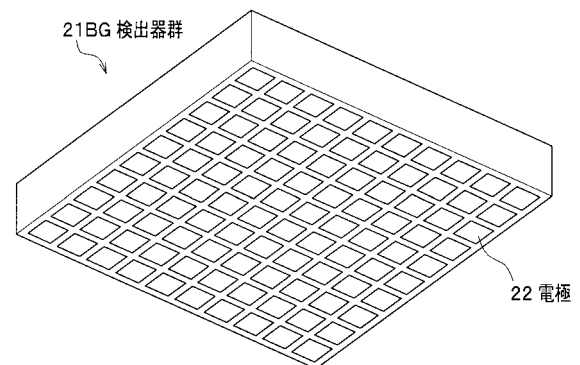
【図 3】



【図 4】

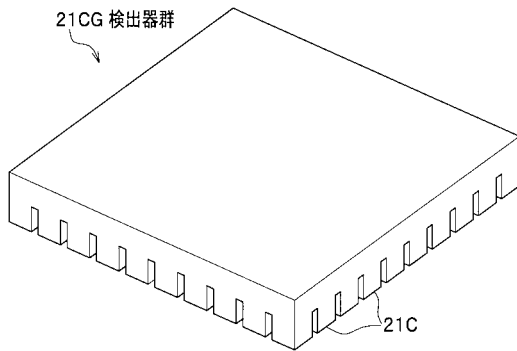


【図 5】

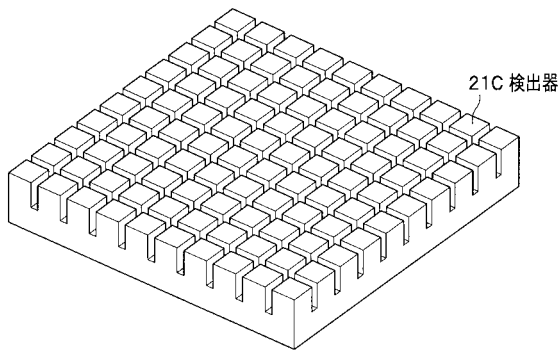


【図 6】

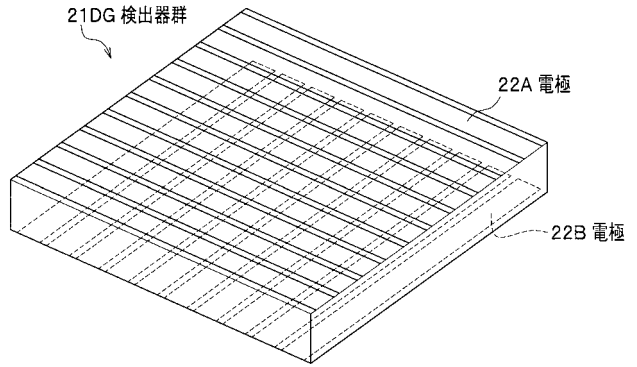
(a) 表面



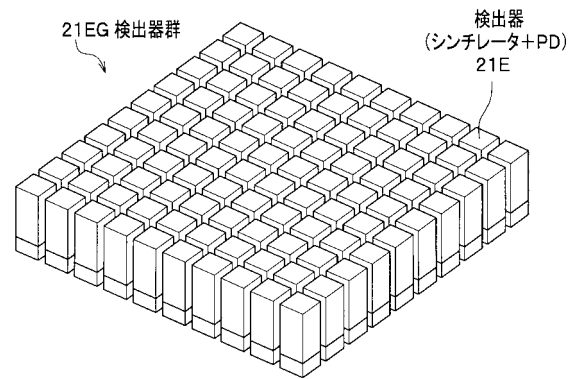
(b) 裏面



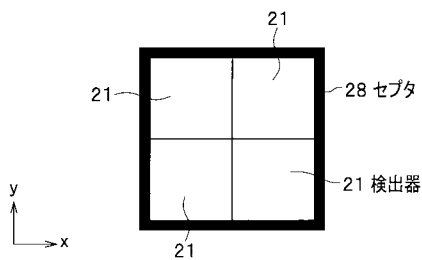
【図 7】



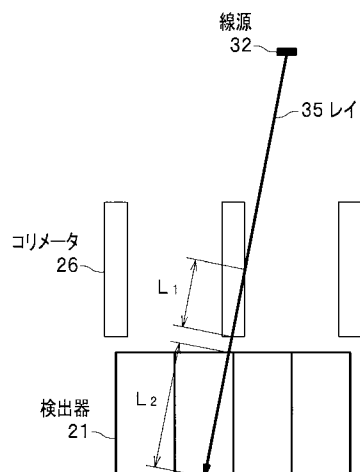
【図 8】



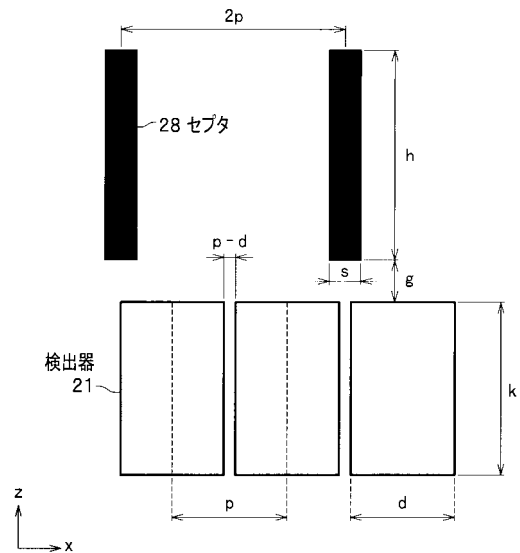
【図 9】



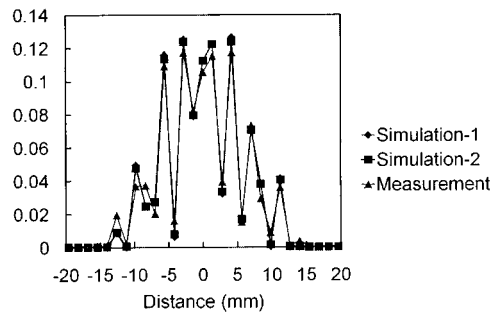
【図 10】



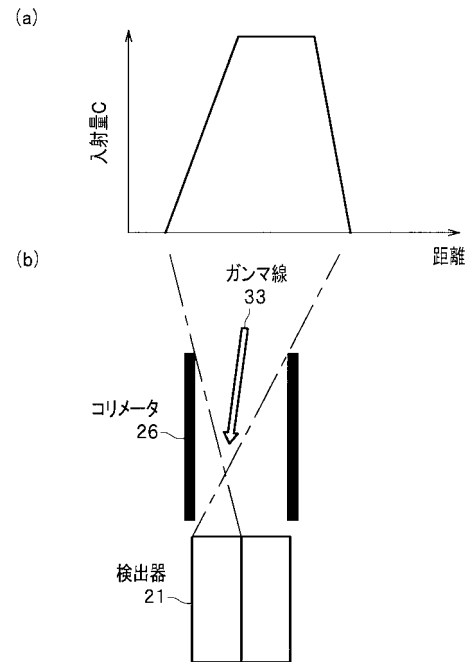
【図 11】



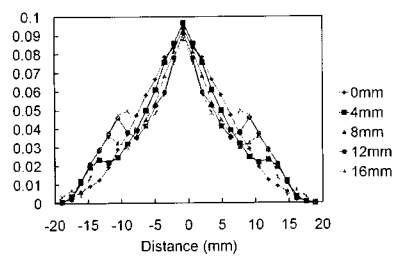
【図 1 2】



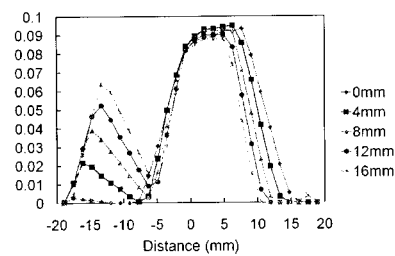
【図 1 3】



【図 1 4】

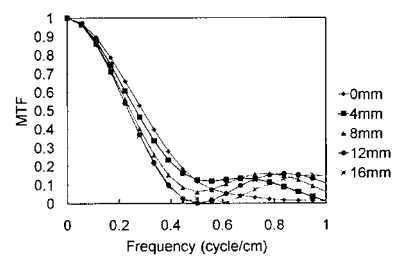


(a) 1-PMC

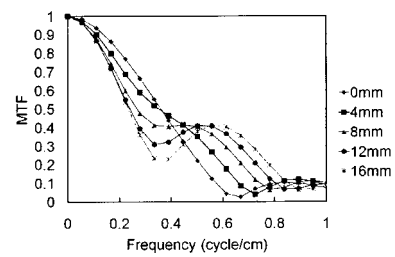


(b) 4-PMC

【図 1 5】

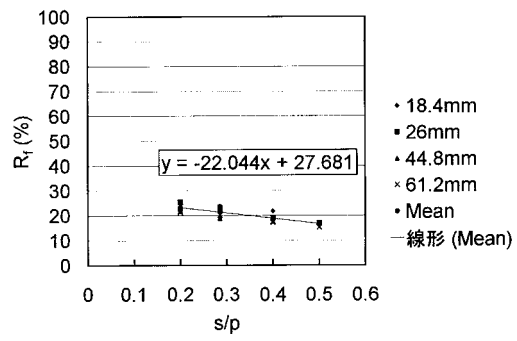


(a) 1-PMC

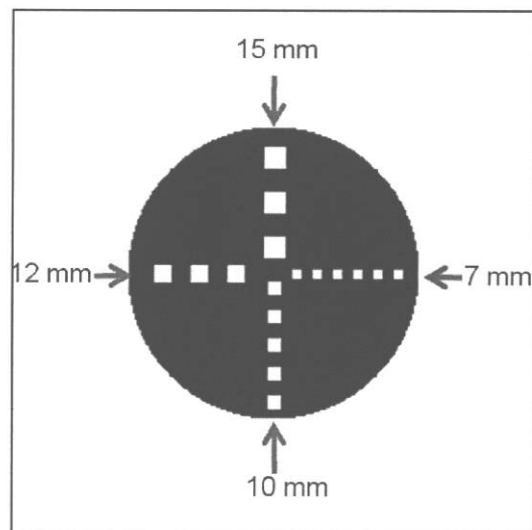


(b) 4-PMC

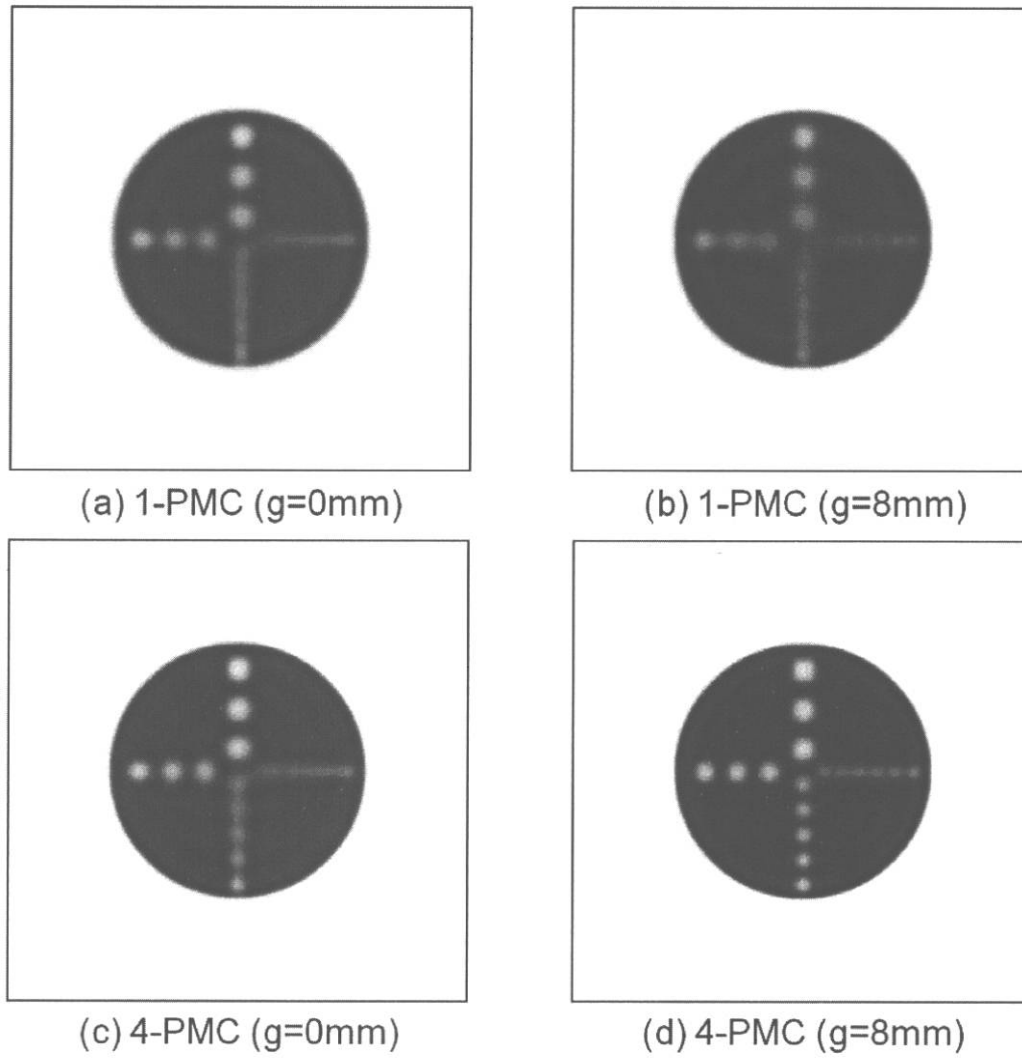
【図 2 2】



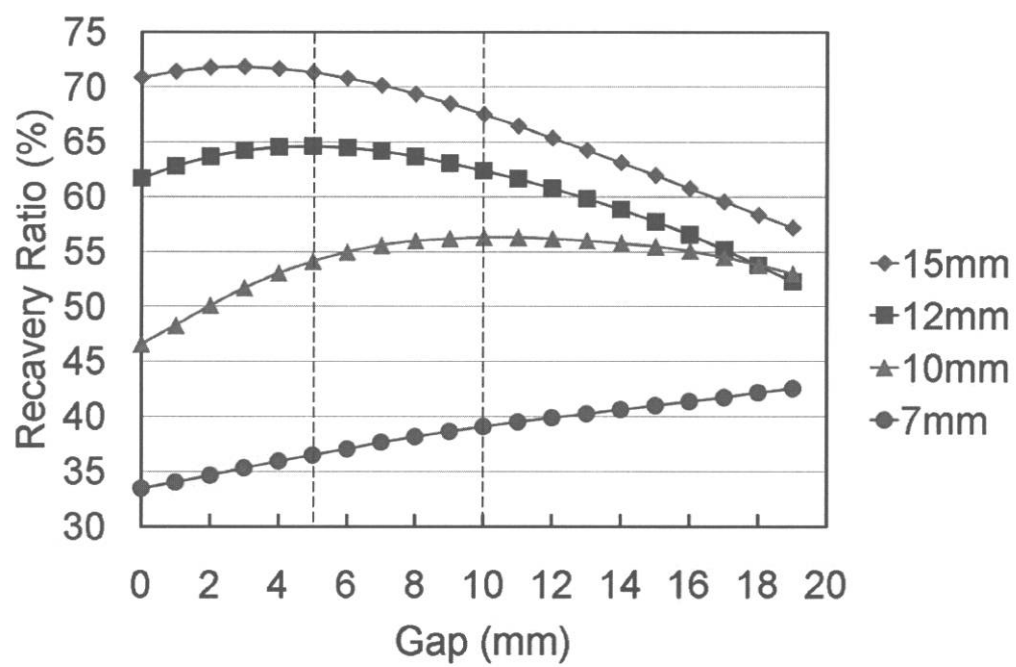
【図 1 6】



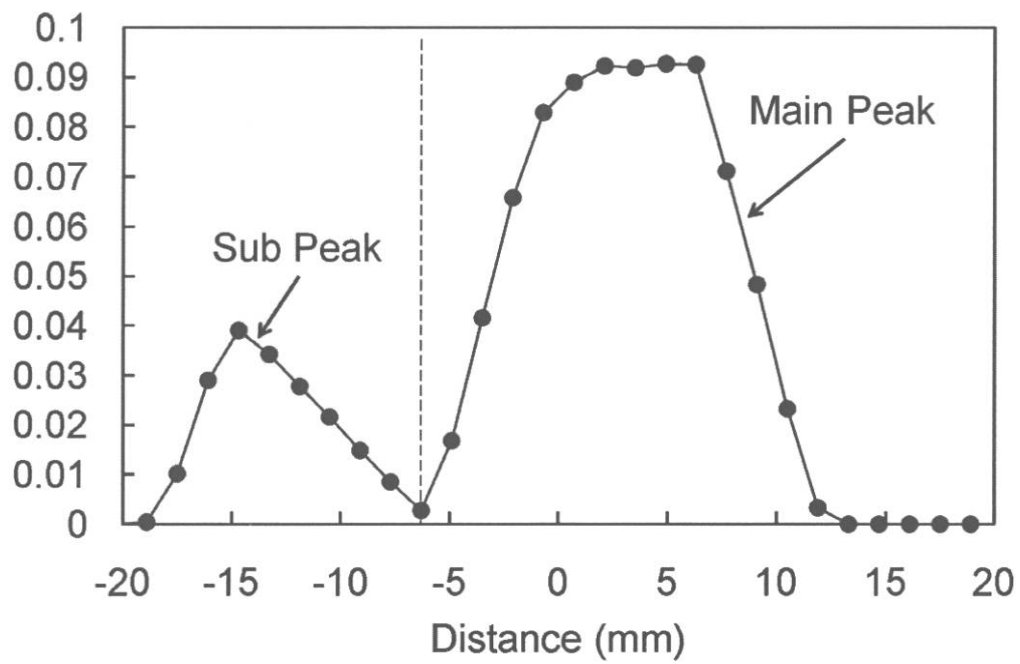
【図 17】



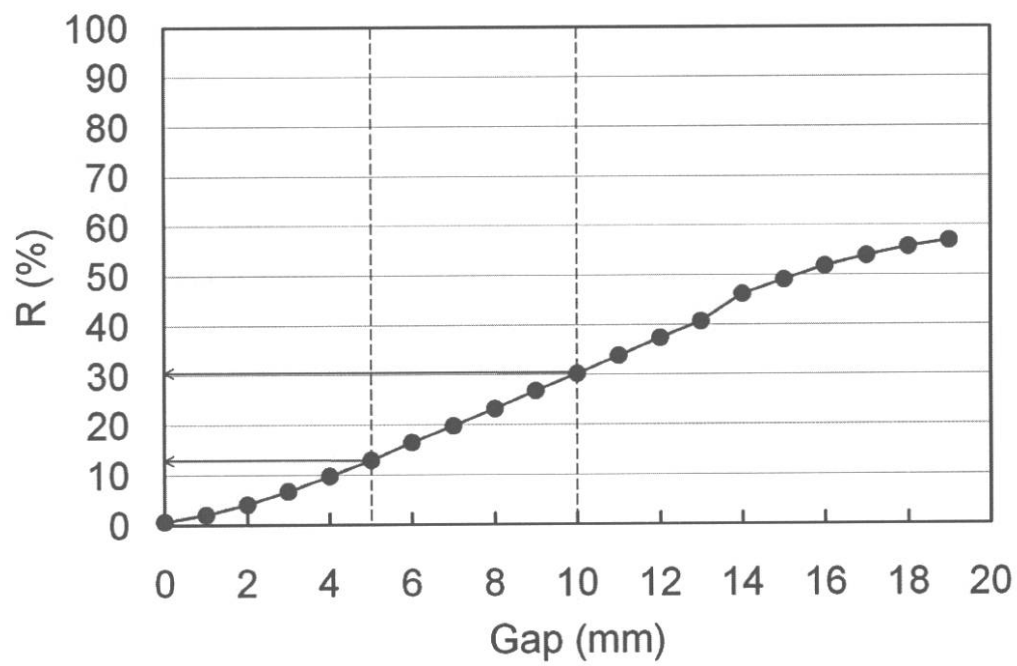
【図 18】



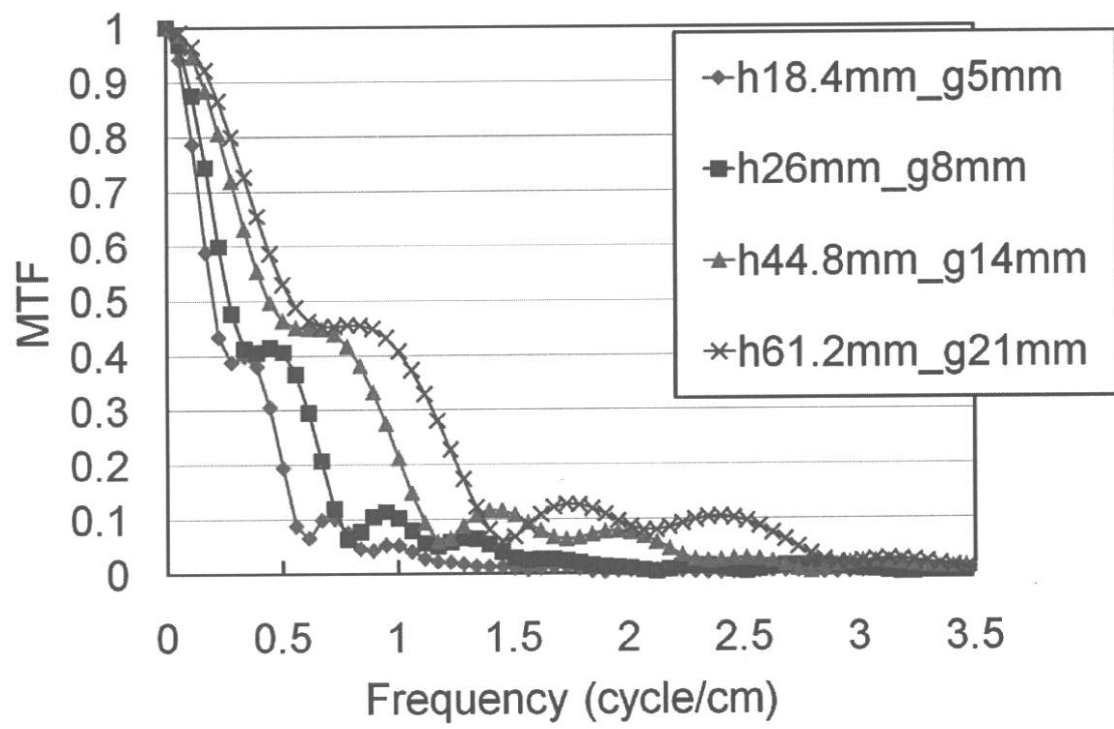
【図 19】



【図 20】



【図 2 1】



フロントページの続き

(72)発明者 小橋 啓司

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 上野 雄一郎

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 土屋 一俊

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

Fターム(参考) 2G088 EE01 EE02 FF04 GG19 JJ11 KK32